

03P 09786



⑨ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift

⑩ DE 196 21 540 A 1

≈ US 6,937,750 B2 (08-30-2005)

⑳ Aktenzeichen: 196 21 540.4  
㉑ Anmeldetag: 29. 5. 96  
㉒ Offenlegungstag: 23. 1. 97

⑤ Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**G 06 T 5/50**  
G 06 T 15/00  
G 06 T 17/00  
G 01 T 1/29  
A 61 B 5/055  
A 61 B 6/03

DE 196 21 540 A 1

③① Unionspriorität: ③② ③③ ③①

31.05.95 US 454871

⑦① Anmelder:

Elscint Ltd., Haifa, IL

⑦④ Vertreter:

Patentanwälte Wasmeier, Graf, 93055 Regensburg

⑦② Erfinder:

Natanzon, Alex, Haifa, IL; Wainer, Naor,  
Zichron-Ysskov, IL; Berlud, Gideon, Haifa, IL;  
Cohen-Shwartz, Shoulamit, Atlit, IL

⑤④ Registerhaltung von Kernmedizinbildern

⑤⑦ Verfahren zum Registerhalten einer Vielzahl von funktionellen Bildern, bei dem eine Vielzahl von funktionellen Bildern gewonnen werden, eine Vielzahl von strukturellen Bildern gewonnen werden, deren jedes eine bekannte Positionsbeziehung zumindest in einem der Vielzahl von funktionellen Bildern haben, und bei dem eine erste Aufzeichnungs-Transformation zwischen Paaren von funktionellen Bildern auf der Basis der ersten Aufzeichnungs-Transformation und der Positions-Transformation durchgeführt wird.

DE 196 21 540 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 11. 96 602 084/500

15/29

Die Erfindung betrifft die diagnostische Abbildungstechnik, insbesondere nukleare Abbildungssysteme mit gleichzeitiger Transmissions- und Emissions-Tomographie.

Die SPECT (Computergesteuerte Emissions-Tomograph — Single Photon Emission Computerized Tomography) wird verwendet, um die dreidimensionale Verteilung eines Radionukleids in einem Patienten zu studieren. Typischerweise werden ein oder mehrere Radio-Pharmazeutika eingenommen oder in den Patienten injiziert. Wenn Radio-Pharmazeutika injiziert werden, geschieht dies üblicherweise in den Blutstrom des Patienten, um das Herzgefäßsystem oder spezifische Organe, die die injizierten Radio-Pharmazeutika absorbieren, abzubilden. Ein oder mehrere Gamma- oder Szintillations-Detektoren sind in der Nähe des Patienten positioniert, um emittierte Strahlung aufzuzeichnen.

SPECT-Bilder werden im allgemeinen dadurch erzeugt, daß

- (a) der Detektor bzw. die Detektoren um den Patienten gedreht werden, um Emissionen aus einer Vielzahl von Richtungen aufzuzeichnen, und
- (b) die aufgezeichneten Emissionen unter Verwendung von an sich bekannten Methoden in ein tomographisches Mehr-Scheiben-Bild, ein dreidimensionales Bild oder eine andere Darstellung der Verteilung des Radio-Pharmazeutikums, das in den Körper des Patienten injiziert worden ist, zu transformieren.

Ein Problem, das bei der SPECT auftritt, besteht darin, daß die abzubildenden Organe umgebenden Gewebe die von dem Radio-Pharmazeutikum emittierte Strahlung schwächen und streuen, wodurch die daraus gewonnenen SPECT-Bilder störend beeinflusst werden. Um dieses Problem zu lösen, wird ein SPTCT-Bild (Computergesteuerte Einzel-Photonen-Transmissions-Tomographie — Single Photon Transmission Computerized Tomography) des abzubildenden Bereiches gleichzeitig mit dem SPECT-Bild erfaßt. Das SPECT-Bild ergibt eine Information, die die Dämpfungs- und Streu-Charakteristiken des abzubildenden Bereiches betreffen, so daß die Emissionsdaten mehrerer Ansichten korrigiert werden können.

Um das gleichzeitige SPTCT-Bild zu erzielen, wird eine Strahlungsquelle in bezug auf den Detektor bzw. Detektoren dem Körper des Patienten gegenüberliegend und mit dem Detektor bzw. den Detektoren drehend angeordnet. Vorzugsweise, jedoch nicht notwendigerweise ist die Energie der SPTCT-Quelle verschieden von der des Radio-Pharmazeutikums, so daß der Detektor in der Lage ist, die beiden Strahlungen leicht zu unterscheiden.

Da das Emissions-Bild zur gleichen Zeit wie das Transmissions-Bild gewonnen wird, und die relative Geometrie der SPTCT- und SPECT-Systeme bekannt ist, werden die Bilder auf einfache Weise miteinander in Register gebracht.

Das diagnostische Verfahren, das SPECT und SPTCT gleichzeitig verwendet, ist als STET (gleichzeitige Transmissions- und Emissions-Tomographie — Simultaneous Transmission and Emission Tomography) bekannt. Diese Methode ist im einzelnen in US-Patent D2 10 421 beschrieben und dargestellt.

Ein Aspekt vorliegender Erfindung betrifft die Ver-

wendung von STET-Abbildungstechniken für funktionale Abbildung. Bei dieser Anwendung zeigt das resultierende STET-Bild die metabolische Aktivität von Körpergewebe, da totes oder beschädigtes Körpergewebe das Radio-Pharmazeutikum mit einer im Vergleich zu gesundem Gewebe unterschiedlichen Geschwindigkeit (oder überhaupt nicht) absorbiert. Wenn das STET-Bild in dieser Weise verwendet wird, zeigt es die funktionale Aktivität des Körpergewebes, nicht das strukturelle Detail.

STET-Bilder haben jedoch zwei Nachteile. Erstens zeigt, wie oben ausgeführt, das STET-Bild nicht viele strukturelle Details, so daß es schwierig ist, genau zu lokalisieren, wo die abgebildete Funktion im Körper des Patienten auftritt. Viele diagnostische Abbildungsmethoden ergeben in Modalitäten, die nicht die Kernmedizin betreffen, nahezu ausschließlich die Struktur und nicht die Funktion, so daß es schwierig ist, STET-Bilder mit anderen Arten von diagnostischen Bildern zu vergleichen. Zweitens besteht eine allgemeine Methode, insbesondere bei der Herz-Untersuchung, darin, ein STET-Bild kurz nach einer Injektion des Radio-Pharmazeutikums zu gewinnen und ein weiteres STET-Bild des gleichen Bereiches nach einer bestimmten Zeitdauer zu erfassen. Durch Vergleichen dieser beiden (oder mehrerer Bilder) ist es möglich, noch mehr über die Funktion des untersuchten Gewebes zu erfahren, z. B. die Geschwindigkeit, mit der unterschiedliche Teile des Gewebes das Radio-Pharmazeutikum absorbieren und umwandeln. Wenn die beiden STET-Bilder jedoch zu unterschiedlich sind, ist es nicht möglich, sie genau zu vergleichen, weil der Untersuchende die unterschiedlichen Teile der Bilder nicht einander zuordnen kann.

Mit vorliegender Erfindung wird ein Verfahren zur Registerhaltung (registering) von STET-Bildern und anderen funktionalen Bildern mit Bildern anderer Modalitäten, und zum Anpassen zweier STET-Bilder, die zu unterschiedlichen Zeiten von dem gleichen Körperbereich genommen werden, vorgeschlagen, wodurch die vorstehend erwähnten Probleme gelöst werden.

Nach einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung verwendet ein Verfahren zum Anpassen zweier STET-Bilder, die zu unterschiedlichen Zeiten gewonnen werden, die SPTCT-Daten, um die Struktur im Körper des Patienten zu identifizieren. Wenn zwei STET-Bilder verglichen werden sollen, werden die beiden entsprechenden SPTCT-Bilder in Register gebracht, vorzugsweise indem eine Korrelationsmethode oder eine andere bekannte Bildanpassungsmethode verwendet wird. Da das STET-Bild mit seinem SPTCT-Bild registerhaltig ist, bringt die Registerhaltung der beiden SPTCT-Bilder automatisch die beiden STET-Bilder in Deckung.

Nach einem anderen bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung benutzt ein Verfahren zum Registerhalten eines STET-Bildes und eines strukturellen diagnostischen Bildes (z. B. eines MRI-, Ultraschall- oder Röntgenstrahl-Bildes) die SPTCT-Daten, um die Struktur im Körper des Patienten zu identifizieren. Wenn das STET-Bild in Deckung mit dem strukturellen diagnostischen Bild gebracht werden soll, sind das strukturelle SPTCT-Bild und das strukturelle diagnostische Bild registerhaltig. Diese Registerhaltung wird vorzugsweise durch Auswählen und Vergleichen von prominenten Körperstrukturen, z. B. dem Skelett, Organen oder Körper-Umrißlinien erreicht. Wenn diese Anpassung erreicht ist, kann eine Abbildung (mapping) zwischen den Bildern definiert werden, und zwar auf der Basis der Abbildung zwischen den gewählten prominenten Kör-

perstrukturen. Dieses Abbilden wird verwendet, um ein Bild so zu übertragen, daß es dem anderen Bild überlagert werden kann.

Alternativ werden prominente Körpermarkierungen auf dem SPTCT-Bild als Bezugsmarkierungen mit dem STET-Bild bewahrt. Diese Markierungen werden zur Anpassung des STET-Bildes an ein anderes strukturelles Bild verwendet.

Nach einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung benutzt ein Verfahren zum Registerhalten eines ersten SPECT-Bildes mit einem strukturellen diagnostischen Bild ein zweites SPECT-Bild, das als strukturelles Bild dient. Zwei SPECT-Bilder werden von dem untersuchten Bereich gewonnen, das erste Bild wird unter Verwendung eines ersten Radiopharmazeutikums gewonnen, das so gewählt ist, daß das resultierende SPECT-Bild die gewünschte Funktion zeigt. Das zweite SPECT-Bild wird unter Verwendung eines zweiten Radiopharmazeutikums gewonnen, das so gewählt ist, daß das resultierende Bild eine gewisse Struktur, z. B. Umrisse von Organen zeigt, die verwendet werden können, um das zweite SPECT-Bild mit einem anderen strukturellen Bild in Register zu bringen. Alternativ werden andere Parameter als das Radiopharmazeutikum variiert, um die unterschiedlichen SPECT-Bilder zu erzeugen.

Eine Anpassung zwischen dem zweiten SPECT-Bild und dem strukturellen diagnostischen Bild wird durch Auswählen und Vergleichen von prominenter Körperstruktur, die in beiden Bildern gezeigt ist, erzielt. Vorzugsweise werden die beiden SPECT-Bilder gleichzeitig unter Verwendung einer Doppel-Isotopen-Gammakamera gewonnen, so daß sie automatisch registerhaltig sind.

Eine Abbildung bzw. Kartierung zwischen dem ersten SPECT-Bild und dem strukturellen diagnostischen Bild wird dann auf der Basis der eingepprägten Registerhaltung zwischen den beiden SPECT-Bildern und der Anpassung zwischen dem zweiten SPECT-Bild und dem strukturellen diagnostischen Bild erhalten. Es ist darauf hinzuweisen, daß diese bevorzugte Ausführungsform nicht eine STET-Vorrichtung benötigt, sondern daß vielmehr eine SPECT-Vorrichtung ausreicht.

In einem einfachen Fall wird die Größe und die Form der Bilder nicht beeinflußt und es ist nur eine Übersetzung und/oder Rotation notwendig. Wenn eine maßstäbliche Änderung erforderlich wird, wird eines der Bilder in Abhängigkeit von der Korrelation einer Vielzahl von gewählten strukturellen Eigenschaften oder der Bilder als Ganzes maßstäblich geändert. Bei einer Ausführungsform der Erfindung können Verwerfungen und andere komplexe Korrekturen vorgenommen werden, um die Anpassung zwischen den Bildern zu verbessern.

Der Ausdruck "strukturelles Bild", wie er in vorliegender Anmeldung verwendet wird, bedeutet ein Bild, das verwendet wird, um Strukturen zu vergleichen. Der Ausdruck "funktionelles Bild", wie er hier verwendet wird, bedeutet ein funktionelles Bild, das nicht zum Bestimmen einer Registerhaltung verwendet wird. Funktionelle Bilder können Strukturen zeigen, und ein wesentlicher Teil einer Struktur in strukturellen Bildern kann durch Funktionalität verursacht sein.

Vorzugsweise wird für viele Arten von Untersuchungen die Erfassung von SPECT-, SPTCT- und STET-Bildern auf den Herzrhythmus, den Atemrhythmus oder andere Körperbewegungen durch logisches Verknüpfen (gating) synchronisiert. Bei derartigen verknüpften

Bildern werden Daten, die während des Abbildungsvorgangs gewonnen werden, entsprechend einem aus dem Körperperrhythmus abgeleiteten Ausblendsignal geordnet (binned) (oder nach der Fenstertechnik behandelt (windowed)).

Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird die Bilderfassung mit Körperperrhythmen und -bewegungen logisch verknüpft. Vorzugsweise werden die strukturellen Bilder in gleicher Weise synchronisiert. Beispielsweise werden logisch verknüpfte CT-Bilder als strukturelle Bilder anstelle von regulären CT-Bildern verwendet, wenn die STET-Bilder logisch verknüpft sind. Ein Vorteil des Kombinierens einer STET-Abbildung mit einer logischen Verknüpfung besteht darin, daß man in der Lage ist, korrekt geordnete Daten für eine Patientenbewegung während einer Datenerfassung durch erneutes Ausrichten auf der Basis der Registerhaltung der Bilder zu korrigieren. Damit wird ein Schmiereffekt korrigiert, der sonst aufgrund von Bewegungen eines Patienten erzeugt wird. Zusätzlich können Daten aus getrennten Bins einfacher kombiniert werden.

Ein weiterer Vorteil besteht darin, daß es möglich ist, Organbewegungen, die durch den logisch verknüpften Rhythmus verursacht sind, dadurch zu korrigieren, daß an Daten eine geometrische Transformation vorgenommen wird, die auf der Phase des ausgeblendeten Rhythmus basiert. Ein anderer Vorteil liegt darin, daß es möglich ist, Übertragungsbilder mit Emissionsbildern in Deckung zu bringen, selbst wenn sie nicht gleichzeitig erfaßt werden. Ein Transmissionsbild eines Patienten, das mit Körperperrhythmen logisch verknüpft ist, kann automatisch mit dem entsprechenden logisch verknüpften Emissionsbild in Register gebracht werden, da der größte Teil der Fehlausrichtung zwischen den beiden Bildern durch Körperperrhythmen verursacht wird, die sich im allgemeinen wiederholen.

Nachstehend wird die Erfindung in Verbindung mit der Zeichnung anhand von Ausführungsbeispielen erläutert. Es zeigt

Fig. 1 eine vereinfachte schematische Teilansicht einer Scheibe des menschlichen Körpers im Brustbereich, wobei Herz, Rippen und ein Teil des funktionierenden Herzgewebes angedeutet sind,

Fig. 2A eine vereinfachte schematische Darstellung einer SPTCT-Abtastung der Körperscheibe nach Fig. 1,

Fig. 2B eine vereinfachte schematische Darstellung eines STET-Bildes der Körperscheibe nach Fig. 1,

Fig. 2C eine vereinfachte schematische Darstellung eines STET-Bildes der Körperscheibe nach Fig. 1, die zu einem anderen Zeitpunkt als die Darstellung nach Fig. 2B gewonnen wird,

Fig. 3 eine vereinfachte schematische Darstellung eines Röntgen-CT-Bildes der Körperscheibe nach Fig. 1,

Fig. 4A ein vereinfachtes, korrespondierendes STET-Bild, das durch Ausrichten und Überlagern der STET-Bilder aus den Fig. 2B und 2C gewonnen wird,

Fig. 4B ein Überlagerungsbild, das aus dem funktionalen STET-Bild in Fig. 2B und dem strukturellen Bild aus Fig. 3 gewonnen wird,

Fig. 5 ein vereinfachtes schematisches STET-Bild mit Bezugsmarkierungen zur Unterstützung der Korrespondenz mit strukturellen Bildern, z. B. Röntgen-CT-Abtastungen, und

Fig. 6 ein vereinfachtes Blockschaltbild eines STET-Systems einschließlich der Geräte für die Herz- und Atem-Verknüpfung.

Vorliegende Erfindung macht die Verwendung spezi-

fischer STET-Vorrichtungen nicht erforderlich, und für die meisten Vorrichtungen kann die Erfindung durch Änderungen und/oder Zusätze in der Bildverarbeitung und Registerhaltung praktiziert werden. Zusätzlich ist es möglich, vorliegende Erfindung mit NICHT-STET-Vorrichtungen einzusetzen, vorausgesetzt, daß die SPECT- und SPTCT-Bilder miteinander registerhaltig sein können.

Fig. 1 des US-Patentes 52 10 421 zeigt eine typische STET-Kamera-Anordnung, die zum Erfassen von STET-Bildern verwendet wird.

Der Vorgang zum Erfassen dieser Bilder umfaßt typischerweise folgende Schritte:

- (a) Ein Patient wird auf einer Liege so plaziert, daß der zu untersuchende Teil im Untersuchungsbe- reich liegt,
- (b) ein Radiopharmazeutikum wird in den Patienten injiziert,
- (c) es werden Paare von SPTCT- und SPECT-Bil- dern unter Verwendung eines oder mehrerer De- tektoren gewonnen,
- (d) der Detektor wird bzw. die Detektoren werden um den Untersuchungsbe- reich gedreht, um eine Vielzahl von Bildpaaren zu gewinnen,
- (e) die Vielzahl von Bildpaaren wird in ein tomogra- phisches Mehrscheiben-STET-Bild, ein dreidimen- sionales STET-Bild oder eine andere Darstellung von STET-Daten transformiert, wobei die SPTCT- Bilder zum Korrigieren der Dämpfung und Streu- artefakten in den SPECT-Bildern verwendet wer- den, um die STET-Bilder zu erzeugen,
- (f) wahlweise wird der Patient, nachdem ein beob- achtender Arzt dieses Bild geprüft hat, einer Ruhe- phase ausgesetzt und/oder untersucht und/oder ei- ner erneuten Injektion unterzogen,
- (g) nach einer Ruhe- oder Übungsperiode wird der Bilderfassungs-Vorgang in typischer Weise wieder- holt, wobei der Patient so weit wie möglich die gleiche Position einnehmen soll, wie er sie während der vorausgehenden Untersuchung eingenommen hat, so daß ein Vergleich der neuen Bilder mit den alten Bildern erleichtert wird.

Vorzugsweise wird für viele Arten von Untersuchun- gen die Erfassung von SPECT-, SPTCT- und STET-Bil- dern auf den Herzrhythmus, den Atemrhythmus oder andere Körperfunktionen durch logisches Verknüpfen synchronisiert. Bei solchen logisch verknüpften Bildern werden Daten, die während des Abbildungsvorganges gewonnen werden, entsprechend einem aus dem Kör- perhythmus abgeleiteten Ausblendsignal geordnet (oder nach der Fenstertechnik verarbeitet).

Die folgende Erörterung bezieht sich auf einen Ab- schnitt des abzubildenden Patientenkörpers nach Fig. 1. Fig. 1 ist so vereinfacht, daß sie nur ein Herz 1 ein- schließlich einer funktional aktiven Fläche 2 des Her- zens, Rippen 8 und ein Rückgrat 3 darstellt. Um die Erörterung zu vereinfachen, ist nur eine Scheibe dar- gestellt, obgleich das STET-Bild dreidimensional ist. Die Anwendung der Erfindung auf drei Dimensionen und das Auswählen der richtigen Scheiben wird weiter un- ten beschrieben.

Fig. 2B zeigt ein STET-Bild 6 der Körperscheibe nach Fig. 1, wie sie bei einer Herzuntersuchung gewonnen wird. Bei solchen Untersuchungen wird der größte Teil des Radiopharmazeutikums im Blut oder in Weichge- weben und spezifischen Organen, wie z. B. dem Herzen

und der Leber konzentriert, so daß das gewonnene STET-Bild 6 meistens Teile von Target-Organen und eine ungenaue Umrißlinie 9 des Körpers des Patienten zeigt. Fig. 2C zeigt ein späteres STET-Bild 6' des glei- chen Bereiches im gleichen Patienten. Mit fortschreiten- der Zeit wird das Radiopharmazeutikum absorbiert und von den Körpergeweben umgewandelt, und das STET- Bild ändert sich, wie durch Vergleich des Bildes 6 mit Bild 6' zu erkennen ist. In Fig. 2C ist eine funktionell aktive Fläche 2' abgebildet, die größer ist als die Fläche 2.

Die Fig. 2B und 2C geben STET-Bilder 6 und 6' des in Fig. 1 gezeigten Bereiches wieder. Die Bilder 6 und 6' zeigen funktionell aktive Flächen 2 und 2', jedoch keine Knochen, wie z. B. die Rippen 8, oder sogar die nicht-ak- tiven Flächen des Herzens 1. Fig. 2A zeigt ein stark vereinfachtes SPTCT-Bild 7, das ein strukturelles Bild ist, das sehr ähnlich einem Bild einer herkömmlichen Röntgen-CT ist, mit Ausnahme einer schlechteren Auf- lösung und einer geringeren Organ-Definierbarkeit. Das SPTCT-Bild 7 zeigt das Herz 1, die Rippen 8 und sogar das Rückgrat 3, differenziert jedoch nicht in spezi- fischer Weise die funktionell aktiven Bereiche des Her- zens.

Im späteren STET-Bild 6' der Fig. 2C sind entschei- dende Änderungen gegenüber dem früheren STET-Bild 6 nach Fig. 2B dargestellt, die es schwierig, wenn nicht unmöglich machen, den Funktionsbereich 2 in Bild 6 korrekt in Übereinstimmung mit dem Funktionsbereich 2' im Bild 6' zu machen. Zusätzlich ist es schwierig, die strukturellen Flächen, die wie durch das Radiopharma- zeutikum offenbart funktionieren, korrekt zu identifizie- ren.

Ein zweites SPTCT-Bild wird gleichzeitig mit dem Bild 6' gewonnen. Die SPTCT-Bilder, die mit den Bil- dern 6 und 6' gewonnen werden, sind sehr ähnlich, da die Struktur des Körpers des Patienten sich zwischen den Bildern nicht wesentlich ändert, und die fortgesetzte Diffusion des Radiopharmazeutikums, die eine entschei- dende Rolle bei den Bildern 6 und 6' spielt, spielt keine Rolle bei der SPTCT-Abbildung. Zwei Arten von Unter- schieden zwischen den beiden SPTCT-Bildern werden verursacht durch

- (a) Änderungen aufgrund einer Patientenbewe- gung, beispielsweise verursacht durch das Atmen, und
- (b) Änderungen aufgrund einer unterschiedlichen Anordnung des Patienten auf dem Untersuchungs- tisch.

Da die entsprechenden Emissions- und Transmis- sions-Bilder mit der gleichen bekannten System-Geo- metrie gewonnen werden, ist auch die Abbildung des Emissions-Bildes in das entsprechende Transmissions- Bild bekannt, so daß die beiden entsprechenden Bilder als miteinander registerhaltig angesehen werden kön- nen. Die folgende Erörterung geht davon aus, daß jede notwendige Registerhaltung zwischen den beiden sich entsprechenden Bildern vorgenommen worden ist.

Eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung verwendet das folgende Verfahren zum Transformieren eines strukturellen SPTCT-Bildes, das ein zugeordnetes registerhaltiges STET-Bild besitzt, so daß es mit einem strukturellen Bild registerhaltig ist:

- (a) Es werden prominente Körperstrukturen in den beiden strukturellen Bildern markiert,

- (b) die prominenten Strukturen zwischen den strukturellen Bildern werden miteinander in Beziehung gesetzt,
- (c) es wird eine Transformation zwischen den beiden strukturellen Bildern auf der Basis der Korrelation zwischen den Strukturen bestimmt, und
- (d) das SPTCT-Bild wird entsprechend der in Schritt (c) ermittelten Transformation transformiert.

Die Transformation hat einen Grad an Komplexität, der für die auszurichtenden Bilder geeignet ist, und kann umfassen:

- (i) eine einfache Ausrichtung der Bilder,
- (ii) eine maßstäbliche Veränderung eines der Bilder, und
- (iii) eine Verwerfung eines der Bilder.

Das funktionelle STET-Bild, das dem SPTCT-Bild zugeordnet ist, wird unter Verwendung der gleichen Transformation wie der, die für das SPTCT-Bild verwendet wird, transformiert.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird die Registerhaltung zweier STET-Bilder 6 und 6' dadurch erreicht, daß die beiden entsprechenden zugeordneten SPTCT-Bilder nach dem vorbeschriebenen Verfahren im Register gehalten werden. Die Registerhaltung der STET-Bilder 6 und 6' folgt automatisch.

Bei einer zusätzlichen bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird ein STET-Bild 6 in Register mit einem strukturellen Bild, z. B. einem Röntgen-CT-Bild, einem MRI-Bild oder einem Ultraschall-Bild gehalten. Fig. 3 zeigt ein CT-Bild 70, wie es mit dem STET-Bild 6 in Deckung zu bringen ist. Die Registerhaltung wird in der Weise durchgeführt, daß die vorbeschriebene Methode verwendet wird, um das SPTCT-Bild 7, das dem STET-Bild 6 zugeordnet ist, mit dem CT-Bild 70 in Register zu bringen. Die Registerhaltung des STET-Bildes 6 zum CT-Bild 70 folgt automatisch, wobei die gleiche Transformation verwendet wird wie die, die zur Registerhaltung der beiden strukturellen Bilder verwendet wird.

Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird ein SPECT-Bild in Register mit einem strukturellen Bild gebracht, z. B. einem Röntgen-CT-Bild, wobei ein zweites SPECT-Bild als strukturelles Bild anstelle der Verwendung eines SPTCT-Bildes verwendet wird. Eine SPECT-Vorrichtung wird verwendet, um gleichzeitig zwei Bilder zu gewinnen, wobei ein Bild genügend Struktur zeigt, damit es als strukturelles Bild verwendet werden kann. Die beiden Bilder werden gewonnen, indem eine Doppel-Isotopen-Gammakamera und ein unterschiedliches Radiopharmazeutikum für jedes Bild verwendet wird. Da die funktionellen und die strukturellen SPECT-Bilder automatisch registerhaltig sind, bringt eine Registerhaltung des strukturellen SPECT-Bildes mit dem Röntgen-CT-Bild oder einem anderen strukturellen Bild automatisch das funktionale SPECT-Bild in Register mit dem Röntgen-CT-Bild oder einem anderen strukturellen Bild. Entsprechend wird die Registerhaltung zwischen dem strukturellen SPECT-Bild und dem strukturellen Bild dadurch vorgenommen, daß der vorbeschriebene Registerhaltungsvorgang verwendet wird. Die Registerhaltung des funktionellen SPECT-Bildes zum strukturellen Bild folgt automatisch unter Verwendung der gleichen Transformation, die verwendet wird, um die beiden strukturellen

Bilder in Register zu bringen.

Beispielsweise werden zum Anzeigen und Lokalisieren von bösartigen Leber-Läsionen zwei SPECT-Bilder und ein CT-Bild von der Leber gewonnen. Ein erstes SPECT-Bild, das unter Verwendung von FDG gewonnen wird, stellt nur bösartige Tumore heraus und zeigt wenig Körperstruktur. Ein zweites SPECT-Bild, das gleichzeitig unter Verwendung von intravenös injiziertem Tc99m-Kolloid gewonnen wird, zeigt eindeutig die anatomischen Grenzen der Leber und der Läsionen an. Ein CT-Bild der Leber und des umgebenden Gewebes zeigt ferner auch die anatomischen Grenzen der Leber und Läsionen. Deshalb ist das CT-Bild (das strukturelle Bild) registerhaltig mit dem zweiten SPECT-Bild, dem strukturellen SPECT-Bild unter Verwendung des Registerhaltungsvorgangs, der vorstehend beschrieben wurde. Infolgedessen ist das erste SPECT-Bild registerhaltig mit dem CT-Bild (weil die beiden SPECT-Bilder gleichzeitig gewonnen werden und deshalb automatisch miteinander registerhaltig sind), so daß die bösartigen Läsionen auf dem CT-Bild bestimmt werden können.

In typischer Weise wird ein dreidimensionales Bild als eine Serie von zweidimensionalen Scheiben gewonnen und verarbeitet. Um die Scheiben von dreidimensionalen Bildern in geeigneter Weise registerhaltig zu machen, müssen Scheibenpaare gewählt werden, die die gleiche Lage in der Längsachse (Z) des Patienten einnehmen.

Im Falle der Anpassung zweier STET-Bilder müssen entsprechende Scheiben aus den beiden SPTCT-Bildern ausgewählt werden. Zwei bevorzugte Verfahren zur Anpassung von Scheiben sind folgende:

- (i) Der Bedienende wählt die entsprechenden Scheiben aufgrund seines Verständnisses der Bilder und seiner Kenntnis der menschlichen Anatomie aus, und
- (ii) da die Bild-Modalität für beide SPTCT-Bilder die gleiche ist, kann ein Computer nach dem Scheibenpaar mit der besten Anpassung unter Verwendung eines Korrelations-Algorithmus suchen.

Wenn die Scheiben engster Anpassung gefunden worden sind, wird das Verfahren in der beschriebenen Weise fortgesetzt. Alternativ können unter Verwendung von Bild-Anpassungstechniken, die in der Technik der Bildverarbeitung bekannt sind, die beiden SPTCT-Bilder in axialer Richtung mit einer Genauigkeit angepaßt werden, die höher ist als die Breite einer Scheibe. Da das STET-Bild ein echtes dreidimensionales Bild ist, kann eines der beiden Bilder erneut geschnitten werden, so daß die Bildscheiben eines STET-Bildes exakt auf die Scheiben des anderen STET-Bildes ausgerichtet sind.

Im Falle der Registerhaltung eines STET-Bildes mit einem Röntgen-CT-Bild besteht die bevorzugte Methode, um die exakte Anpassung von CT- und SPTCT-Scheiben herauszufinden, darin, daß der Arzt das Scheibenpaar nach seinem Verständnis der Bilder und seiner Kenntnis der menschlichen Anatomie auswählt. Wenn die Scheiben engster Anpassung gefunden worden sind, kann das STET-Bild nochmals in Scheiben geschnitten werden, so daß die STET-Bildscheiben auf Grenzflächen der CT-Scheiben fallen. Für Bilder, die aus unterschiedlichen Modalitäten abgeleitet sind, kann die Z-Skala unterschiedlich sein. Ein Scheibenskalen-Faktor kann auf der Basis einer Anpassung an eine Vielzahl von strukturellen Merkmalen in unterschiedlichen Scheiben abgeleitet werden.

Bei einer zusätzlichen bevorzugten Ausführungsform der Erfindung werden die Schritte (a) und (b) des Registerhaltungsvorganges durch einen einzigen Schritt der Korrelation der beiden Bilder als Ganzes ersetzt. Zusätzlich können auch dreidimensionale Bilder als Ganzes korreliert werden, ohne daß sie zuerst geschnitten und die Scheiben dann korreliert werden.

Um das Auffinden von Hand und das Anpassen oder Markieren von prominenten Körperstrukturen zwischen Bildern zu vereinfachen, ist es zweckmäßig, die Bilder als dreidimensionale Bilder auf einem Computerschirm darzustellen und die prominente Struktur auf den dreidimensionalen Bildern zu markieren, so daß der Arzt nicht direkt mit Bildscheiben arbeiten muß.

Wenn die Transformation zwischen den beiden Bildern einmal bekannt ist, sind viele Bild-Verarbeitungstechniken anwendbar, z. B. die Bildsubtraktion, das rasche Kippen (flipping) von zwei oder mehr Bildern, die Überlagerung von Umrissen der aktiven Flächen aus einem STET-Bild auf ein anderes STET-Bild oder auf ein CT-Bild und die Pseudo-Färbung unterschiedlicher Flächen.

Fig. 4A zeigt die Überlagerung des Umrisses einer aktiven Fläche von dem STET-Bild 6 auf das STET-Bild 6'. Fig. 4B zeigt die Überlagerung des Umrisses der aktiven Fläche von dem STET-Bild 6 auf das CT-Bild.

Zusätzlich ermöglicht vorliegende Erfindung die gleichzeitige Verarbeitung und Betrachtung von verschiedenen Bildern, die miteinander unter Verwendung der vorbeschriebenen Methoden registerhaltig sind. Beispielsweise werden zwei Bilder nebeneinander auf einem Computerschirm dargestellt, es wird ein Teil eines Bildes abgetrennt und die durch diesen Teil emittierte Strahlung wird berechnet. Die von dem Anpassungsteil des anderen Bildes emittierte Strahlung wird berechnet und automatisch vom Computer zur Anzeige gebracht.

Die Korrelations-Algorithmen, die zur Anpassung von Bildern und Scheiben zwischen und innerhalb von Modalitäten verwendet werden und die anschließend abgeleiteten Transformationen stammen aus einer Vielzahl von Methoden, die in der Technik der Bild-Registerhaltung bekannt sind. Die folgenden Bild-Registerhaltungs-Methoden sind bei der Ausführung bevorzugter Ausführungsbeispiele der Erfindung zweckmäßig.

1. Kennungsmarken-Anpassung. Entsprechende anatomische oder externe Markierungen werden in den Sätzen von anzupassenden Daten identifiziert. Dann wird eine minimale mittlere quadratische Ausricht-Transformation berechnet, um einen Satz von Markierungen mit dem anderen Satz auszurichten. Vorzugsweise werden die Markierungen durch eine Bedienungsperson identifiziert.

2. Oberflächen-Anpassung. Die Oberflächen-Darstellungen der beiden Datensätze werden dadurch korreliert, daß die Transformation festgestellt wird, die den kleinsten mittleren quadratischen Abstand zwischen den beiden Oberflächen ergibt. Dieses Verfahren ist in "Accurate Three-Dimensional Registration of CT, PET and/or MR Images of the Brain" von Pelizzari C.A. et al, Journal of Computer Assisted Tomography, Band 13, 1989 beschrieben.

3. Volumen-Anpassung. Die beiden Datensätze werden durch Auffinden der Transformation korreliert, die den größten Quer-Korrelations-Wert zwischen den Sätzen ergibt. Diese Methode ist in "MRI-PET Registration with Automated Algo-

rithm" von Woods R.P. et al, Journal of Computer Assisted Tomography, Band 17, 1993 beschrieben.

4. Räumliche Parameter-Anpassung. Die beiden Datensätze werden dadurch korreliert, daß räumliche Parameter, z. B. die Momente der Datensätze angepaßt werden. Die Momente können dadurch angepaßt werden, daß die Prinzipachse festgestellt wird, für die sie ihre minimalen Werte ergeben. Diese Methode ist beschrieben in "The principle Axes Transformation — a Method for Image Registration", von Alpert N.M. et al, Journal of Nuclear Medicine, Band 31, 1990.

5. Invariante Geodäsie- Linien- und Punkte-Anpassung. Die Datensätze werden unter Verwendung einer Differentialanalyse ihrer diskreten Darstellung ihrer Oberflächen analysiert, wodurch Linien und Punkte erhalten werden, die lokalen Maxima und/oder Minima einer Oberflächenkrümmung entsprechen. Es wird dann eine globale affinite Transformation gefunden, die die beste Anpassung der entsprechenden Linien und Punkte von den beiden Datensätzen liefert. Diese Methode ist in "The External Mash and the Understanding of 3D Surfaces", Untersuchungsbericht-Nr. 1901 des Institute National de Recherche en Informatique et en Automatique (INRIA), Mai 1993, und "New Feature Points based on Geometrical Invariants for 3D Image Registration", Research Report Nr. 2149 von INRIA, beide verfaßt von Jean-Phillipe Thirion, beschrieben.

Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung können Bezugsmarkierungen dem STET-Bild dadurch hinzugefügt werden, daß zuerst Bezugsmarkierungen einem strukturellen Bild beigegeben werden, das mit dem STET-Bild registerhaltig ist, und daß dann diese Markierungen auf das STET-Bild übertragen werden. Zusätzlich können diese Markierungen aus einer Schablone hinzugefügt werden, sobald die Transformation bekannt ist. Fig. 5 zeigt ein STET-Bild mit Bezugsmarkierungen darauf.

Bei einer anderen Ausführungsform der Erfindung wird eine Bild-Erfassung mit Körperperrhythmen und Bewegungen logisch verknüpft. Vorzugsweise werden die strukturellen Bilder in gleicher Weise synchronisiert. Beispielsweise werden logisch verknüpfte CT-Bilder als strukturelle Bilder anstelle von regulären CT-Bildern verwendet, wenn die STET-Bilder logisch verknüpft sind. Ein Vorteil einer Kombination von STET-Abbildung und logischer Verknüpfung ist die Möglichkeit, geordnete Daten für eine Patientenbewegung während einer Datenerfassung durch erneute Ausrichtung auf der Basis einer Registerhaltung der Bilder zu korrigieren. Damit wird ein Verschmieren korrigiert, das sonst durch Patientenbewegung erzeugt wird, und es wird die Verwendung längerer Erfassungszeiten ermöglicht. Zusätzlich können Daten aus getrennten Bins einfacher kombiniert werden.

Ein weiterer Vorteil besteht in der Möglichkeit, Organbewegungen, die durch logisch verknüpfte rhythmische Bewegungen verursacht werden, zu korrigieren, indem eine geometrische Transformation an Daten vorgenommen wird, die auf der Basis der Phasenlage der logisch verknüpften Rhythmen gewonnen werden. Ein anderer Vorteil besteht darin, Transmissions-Bilder mit Emissions-Bildern in Register zu bringen, wenn sie nicht gleichzeitig gewonnen werden. Ein Transmissions-Bild eines Patienten, das mit Körperperrhythmen logisch ver-

knüpft ist, kann selbsttätig mit seinem entsprechenden, logisch verknüpftem Emissionsbild in Deckung gebracht werden, da der größte Teil der Fehlausrichtung zwischen den beiden Bildern durch Körperperrythmen verursacht wird, die sich in der Regel wiederholen.

Fig. 6 zeigt in vereinfachter Blockschaltbild-Form ein STET-System 21, das so ausgelegt ist, daß es entweder eine Herz- oder Atmungs-Verknüpfung oder beides ergibt. Das System weist einen Detektor 22 zum Detektieren von Strahlung auf. Die Strahlung kann aus einem Patienten 23 oder aus einer Strahlungsquelle 24, typischerweise aus einem darin befindlichen radioisotopen Material, austreten. Wenn die Quelle 24 ein Radioisotop ist, ist der Detektor 22 vorzugsweise eine Anger-Kamera.

Der Ausgang des Detektors 22 wird durch einen Signalprozessor 26 verarbeitet. Der Prozessor 26 bestimmt die Lage und die Energie von Photonen, die auf die Detektoren 22 auftreffen.

Der Ausgang des Signalprozessors 26 wird weiter durch einen Bildprozessor 27 verarbeitet, um Bilddaten unter Verwendung eines Speichers 28 zu erzielen. Die verarbeiteten Bilder werden dann auf einer Sichtanzeige 29 gezeigt.

Für das System 21 sind Verknüpfungssteuerungen vorgesehen. Insbesondere verwendet eine Atmungs-Verknüpfung einen Positionssensor 31, der die Position des Brustkorbes des Patienten 23 während des STET-Vorganges feststellt. Die festgestellte Verschiebung wird so behandelt, daß Fenster oder Bins unter Verwendung eines Verschiebungs-Detektors 32 entstehen. Eine Positions-Verknüpfungs-Signaleinheit 33 gibt Verknüpfungssignale an den Signalprozessor 26 auf der Basis der Position des Brustkorbes, wie sie durch den Detektor 32 bestimmt wird. Das Herz-Verknüpfungs-System stellt den Herzschlag mit einem Sensor 36 fest. Die R-Welle wird durch einen Wellendetektor 37 angezeigt. Ein Herz-Verknüpfungs-Signal wird dem Signalprozessor 26 über eine "wage gate"-Signaleinheit 38 erzielt, die auf die Detektion der R-Welle durch den Detektor 37 anspricht. US-PS 46 17 938 beschreibt ein Verknüpfungssystem.

Das STET-System 21 wird von einem Steuergerät 41 gesteuert, das die entsprechenden Steuer- und Zeitsignale zuführt.

Vorliegende Erfindung wurde in Verbindung mit der Kernmedizin-Abbildung beschrieben. Sie ist jedoch auch auf andere Arten von Abbildungssystemen anwendbar, vorausgesetzt, daß funktionale Bilder (wie vorstehend beschrieben) strukturelle Bilder haben, die mit ihnen registerhaltig sind, wo dies erforderlich ist. Zusätzlich können strukturelle Bilder von Modalitäten, die unterschiedlich von der Röntgen-CT, MRI, Ultraschall und SPECT sind, mit Kernmedizin-Bildern durch Anwendung vorliegender Erfindung registerhaltig sein.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zum Registerhalten von funktionellen Bildern, dadurch gekennzeichnet, daß eine Vielzahl von funktionellen Bildern erstellt wird, eine Vielzahl von strukturellen Bildern erstellt wird, deren jedes eine bekannte Positionsbeziehung zu mindestens einem der Vielzahl von funktionellen Bildern hat, eine erste Abbildungstransformation zwischen Paaren von strukturellen Bildern vorgenommen

wird, und

eine zweite Abbildungstransformation zwischen Paaren von funktionellen Bildern auf der Basis der ersten Abbildungstransformation und der Positionstransformation bestimmt wird.

2. Verfahren zum Registerhalten eines funktionellen Bildes mit einem strukturellen diagnostischen Bild, dadurch gekennzeichnet, daß ein funktionelles Bild erstellt wird, ein erstes strukturelles Bild erstellt wird, ein zweites strukturelles Bild mit einer bekannten Positionsbeziehung zu dem funktionellen Bild erstellt wird, eine erste Abbildungstransformation zwischen den beiden strukturellen Bildern vorgenommen wird, und

eine zweite Abbildungstransformation zwischen dem funktionellen Bild und dem ersten strukturellen Bild auf der Basis der ersten Abbildungstransformation und der bekannten Positionsbeziehung bestimmt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß das erste funktionelle Bild ein STET-Bild ist.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß das zweite strukturelle Bild ein SPTCT-Bild ist.

5. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß das zweite strukturelle Bild ein SPECT-Bild ist.

6. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das erste strukturelle Bild ein Röntgen-CT-Bild ist.

7. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das erste strukturelle Bild ein MRI-Bild ist.

8. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das erste strukturelle Bild ein Ultraschall-Bild ist.

9. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Transformation zwischen strukturellen Bildern eine Verwerfungs-Transformation beinhaltet.

10. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die funktionellen und die strukturellen Bilder als Sätze von zweidimensionalen Scheiben vorgesehen werden und daß entsprechende Scheiben durch Anpassung von Scheiben zwischen Sätzen ermittelt werden.

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Ermitteln entsprechender Scheiben das Anpassen von Scheiben von Hand umfaßt.

12. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Ermitteln entsprechender Scheiben das Korrelieren von Scheiben umfaßt.

13. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß ein neuer Satz von Scheiben für das erste funktionelle Bild bestimmt wird, um eine Korrespondenz zwischen Scheiben der funktionellen und der strukturellen Bilder zu verbessern.

14. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Ermitteln einer ersten Abbildungs-Transformation das Korrelieren der beiden strukturellen Bilder umfaßt.

15. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß zum Ermitteln einer ersten Abbildungs-Transformation prominente strukturelle Details in den Bildern ermittelt und die Details zwi-



schen den Bildern angepaßt werden.

16. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Anpassung von Hand vorgenommen wird.

17. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Anpassung durch Korrelation vorgenommen wird. 5

18. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß bevorzugte Merkmale aus einem registerhaltigen Bild auf einem zweiten registerhaltigen Bild zur Anzeige gebracht werden. 10

19. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Differenz zwischen den beiden registerhaltigen Bildern zur Anzeige gebracht wird.

20. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß eine Serie von Bildern sequentiell zur Anzeige gebracht wird. 15

21. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß übereinander gelegte, registerhaltige Bilder zur Anzeige gebracht werden. 20

22. Verfahren, um einem funktionellen Bild Bezugsmarkierungen hinzuzufügen, dadurch gekennzeichnet, daß ein funktionelles Bild bereitgestellt wird, ein strukturelles Bild mit einer bekannten Abbildungs-Transformation für das funktionelle Bild bereitgestellt wird, Bezugspositionen auf dem strukturellen Bild festgelegt werden, und das funktionelle Bild an Punkten, die den Bezugspositionen zugeordnet sind, unter Verwendung der bekannten Abbildungs-Transformation markiert werden. 25

23. Verfahren nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß das Markieren mit Bezugsmarkierungen, die von einer Schablone stammen, vorgenommen wird. 30

24. Verfahren nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß eine Anpassung an ein unterschiedliches Bild unter Verwendung von Bezugsmarkierungen, die mit dem funktionellen Bild registerhaltig sind, vorgenommen wird. 35

25. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eines der Bilder als ein dreidimensionales Bild zur Anzeige gebracht wird. 40

26. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die bekannte Positionsbeziehung eine Verwerfungstransformation enthält. 45

27. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das STET-Bild von einem Patienten stammt, und daß das STET-Bild mit mindestens einem der Rhythmen des Körpers des Patienten logisch verknüpft (gated) wird. 50

28. Verfahren nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, daß der Körperrhythmus der Herzrhythmus ist.

29. Verfahren nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, daß der Körperrhythmus der Atmungs-rhythmus ist. 55

30. Verfahren nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, daß die logische Verknüpfung (gating) den Vorgang des Ordnen (binning) umfaßt.

31. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß ein zweites funktionelles Bild bereitgestellt wird, das eine bekannte Positions-Transformation auf das erste strukturelle Bild hat, und die funktionellen Bilder geordnet werden. 60

32. Verfahren nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, daß ein zweites funktionelles Bild bereitgestellt wird, das eine bekannte Positions-Transformation auf das erste strukturelle Bild hat, und die 65

funktionellen Bilder in unterschiedlichen Phasen des Rhythmus gewonnen werden.

33. Verfahren nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, daß die funktionellen Bilder zu einem dritten funktionellen Bild kombiniert werden.

34. Verfahren nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, daß die logische Verknüpfung die Fensterbildung (windowing) umfaßt.

35. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Vielzahl von funktionellen Bildern nacheinander von einem einzigen Patienten gewonnen werden, die Vielzahl von strukturellen Bildern nacheinander von dem Patienten während der gleichen Zeitperiode gewonnen wird, und die Vielzahl von funktionellen Bildern größer ist als die Vielzahl von strukturellen Bildern.

36. Verfahren nach Anspruch 35, dadurch gekennzeichnet, daß eine Bewegungsstörung in der Vielzahl von funktionellen Bildern dadurch korrigiert wird, daß die zweite Abbildungs-Transformation einigen der Vielzahl von funktionellen Bildern aufgegeben wird.

37. Verfahren zum Korrigieren einer bewegungsbedingten Verschmierung in einer Vielzahl von geordneten funktionellen Bildern, dadurch gekennzeichnet, daß geordnete Daten für einen Satz von funktionellen Bildern während einer Vielzahl von aufeinanderfolgenden Bildperioden gewonnen werden,

daß eine Vielzahl von strukturellen Bildern gewonnen wird, deren jedes eine bekannte Positionsbeziehung zu den geordneten Daten hat, die während mindestens einer der Abbildungsperioden gewonnen werden,

eine erste Abbildungs-Transformation zwischen Paaren von strukturellen Bildern ermittelt wird, eine zweite Abbildungs-Transformation zwischen Daten, die während zweier getrennter Bildperioden gewonnen werden, auf der Basis der ersten Abbildungs-Transformation und der Positions-Transformation bestimmt wird, und der Satz von funktionellen Bildern aus den geordneten Daten rekonstruiert wird, wobei die zweite Abbildungs-Transformation den geordneten Daten aufgegeben wird.

38. Verfahren nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, daß die Vielzahl von Bildfolgen größer ist als die Vielzahl von strukturellen Bildern.

39. Verfahren nach Anspruch 38, dadurch gekennzeichnet, daß die strukturellen Bilder in der gleichen Zeitperiode wie die geordneten Daten gewonnen werden.

40. Verfahren zum Gewinnen eines absorptionskorrigierten Bildes, dadurch gekennzeichnet, daß ein Transmissions-Bild mit logischer Verknüpfung gewonnen wird,

ein Emissions-Bild mit logischer Verknüpfung gewonnen wird, wobei das Transmissions-Bild und das Emissions-Bild logisch zu dem gleichen Rhythmus verknüpft sind,

und wobei das Transmissions-Bild und das Emissions-Bild mit der gleichen Phase des Rhythmus gewonnen werden, und

ein absorptions-korrigiertes Bild durch Korrigieren des Emissions-Bildes mit dem Transmissions-Bild erzeugt wird.

41. Verfahren nach Anspruch 40, dadurch gekennzeichnet, daß das Transmissions-Bild ein SPTCT-



Bild ist.

42. Verfahren nach Anspruch 41, dadurch gekennzeichnet, daß das Emissions-Bild ein SPECT-Bild ist.

43. Verfahren zum Gewinnen eines logisch verknüpften, absorptions-korrigierten Bildes, dadurch gekennzeichnet, daß

ein Emissions-Bild eines Bereiches des Körpers eines Patienten gewonnen wird, gleichzeitig ein Transmissions-Bild des Bereiches gewonnen wird, ein Körperrhythmus gemessen wird, der die Emissions- oder Transmissions-Bilder mißt, und ein logisch verknüpftes, absorptions-korrigiertes Bild erzeugt wird, indem das Emissions-Bild mit dem Transmissions-Bild korrigiert wird und Messungen des Körperrhythmus addiert werden.

44. Verfahren nach Anspruch 43, dadurch gekennzeichnet, daß das Transmissions-Bild ein SPECT-Bild ist.

45. Verfahren nach Anspruch 44, dadurch gekennzeichnet, daß das Emissions-Bild ein SPECT-Bild ist.

46. Verfahren nach Anspruch 45, dadurch gekennzeichnet, daß den erfaßten Bildern eine geometrische Transformation in Abhängigkeit von dem gemessenen Körperrhythmus aufgegeben wird.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

FIG. 1

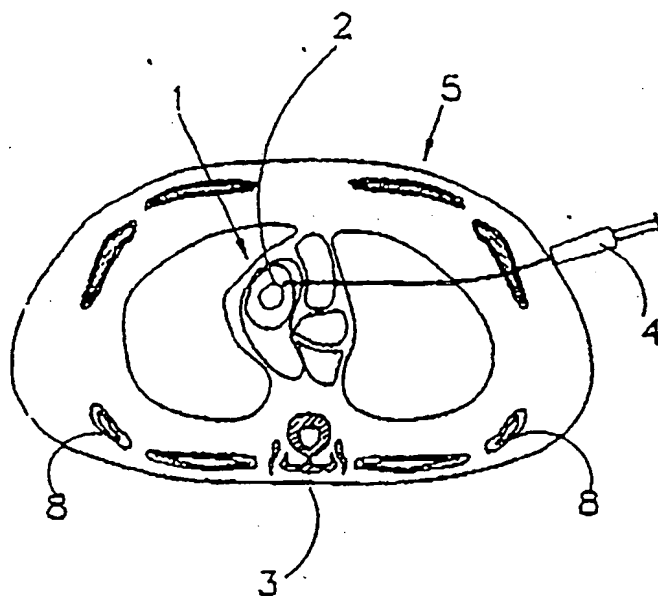


FIG. 2A

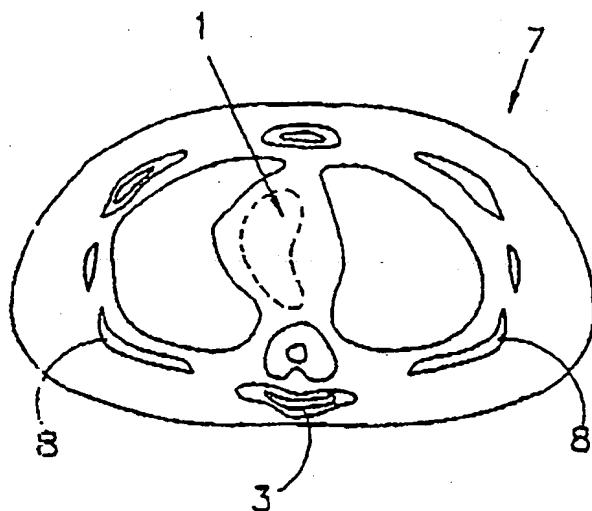


FIG. 2B

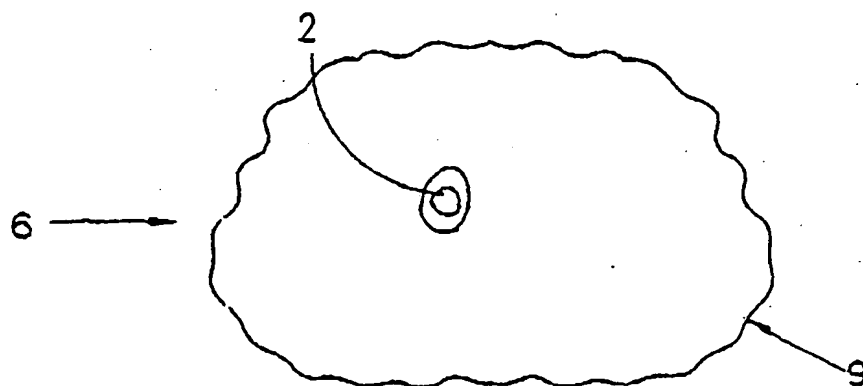


FIG. 4A

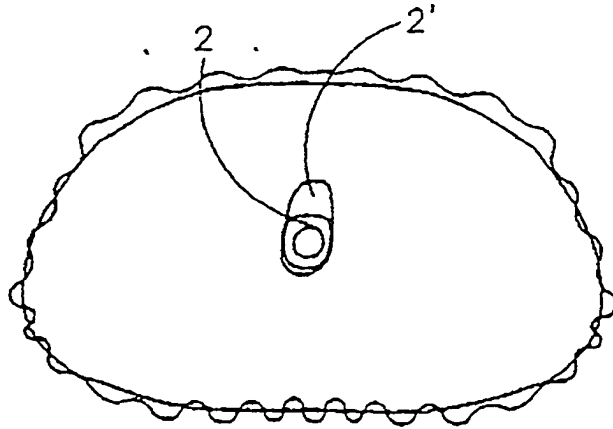


FIG. 4B

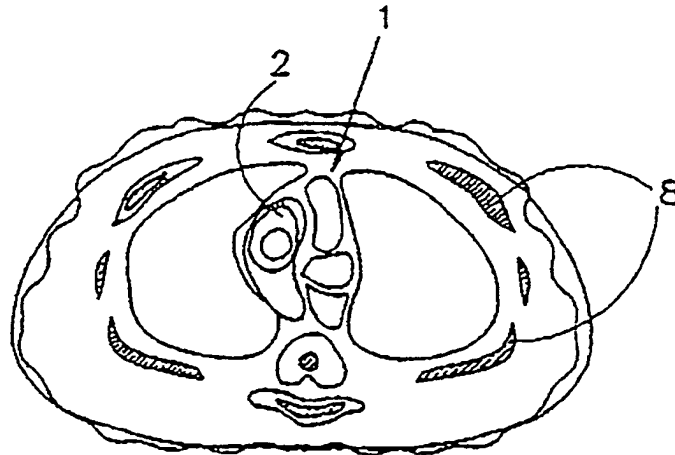


FIG. 2C

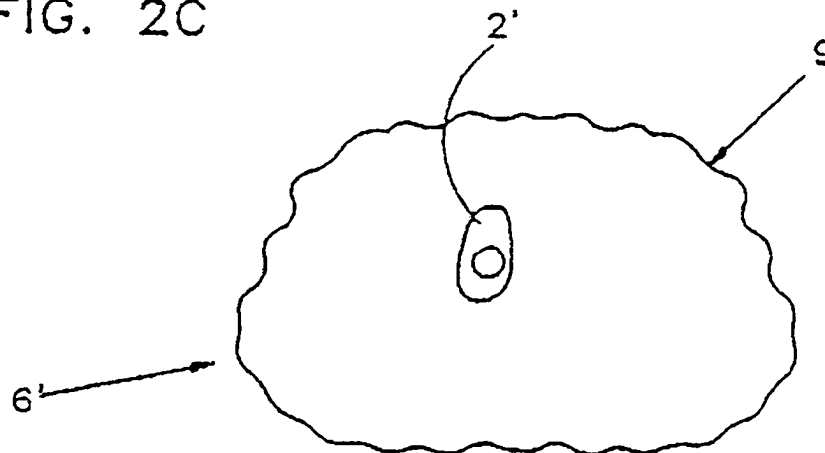


FIG. 5

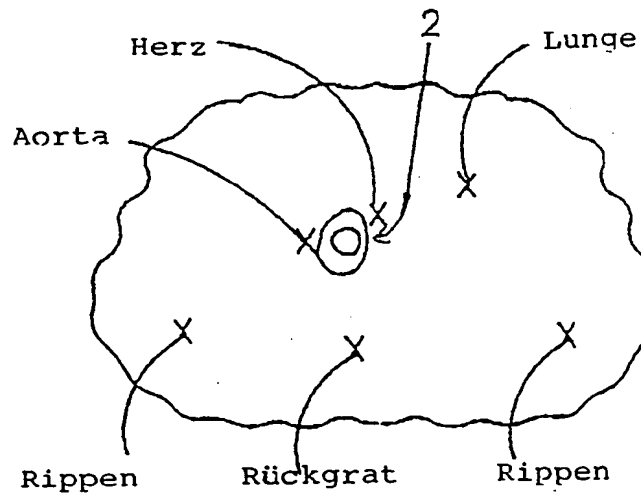


FIG. 3

